

⑩ 日本国特許庁 (JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報 (A) 昭63-11133

⑬ Int.Cl.

A 61 B 5/08

識別記号

府内整理番号

⑭ 公開 昭和63年(1988)1月18日

7916-4C

審査請求 未請求 発明の数 1 (全6頁)

⑮ 発明の名称 呼吸センサー

⑯ 特願 昭61-175496

⑰ 出願 昭61(1986)7月28日

優先権主張 ⑯ 昭61(1986)3月15日 ⑮ 日本(JP) ⑯ 特願 昭61-56094

⑱ 発明者 屋ヶ田 和彦 東京都千代田区内幸町1丁目2番2号 住友ベークライト
株式会社内⑲ 発明者 徳田 浩 東京都千代田区内幸町1丁目2番2号 住友ベークライト
株式会社内⑳ 発明者 野口 康夫 東京都千代田区内幸町1丁目2番2号 住友ベークライト
株式会社内㉑ 出願人 住友ベークライト株式
会社 東京都千代田区内幸町1丁目2番2号

明細書

1. 発明の名称

呼吸センサー

2. 特許請求の範囲

(1) 呼吸気流の通路内に焦電素子を配設し、該焦電素子により該通路内の温度変化を検出し、該焦電素子を含む電気回路から得られる該温度変化に対応する電気信号の微分波形により、呼気および吸気の開始時期を知ることを特徴とする呼吸センサー。

(2) 呼吸気流の通路が、呼吸気流を導くための2本の導管と該導管に対向する位置に呼吸気口を有する外套よりなり、該外套内の中央部に焦電素子を配設し、さらにその近傍の外套内に焦電素子と共に電気回路を構成する電界効果型トランジスタおよび出力抵抗を設置したことを特徴とする、特許請求の範囲第1項記載の呼吸センサー。

(3) 焦電素子と共に電気回路を構成する電界効果型トランジスタおよび出力抵抗が、呼吸気流の通

路内であって、且つ防滴隔壁によって呼吸気流から隔壁された小室内に設置されていることを特徴とする、特許請求の範囲第1項または第2項記載の呼吸センサー。

(4) 焦電素子、電界効果型トランジスタおよび抵抗素子から成る電気回路系全体を、導電体材料の層で囲んで外部からの電磁波を遮断したことを特徴とする、特許請求の範囲第1項ないし第3項のいずれかに記載の呼吸センサー。

(5) 焦電素子が、高分子強誘電体材料、もしくはセラミック焼結体粉末と高分子材料の複合体となるフィルムないしシート状物であることを特徴とする、特許請求の範囲第1項ないし第4項のいずれかに記載の呼吸センサー。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明は、呼気と吸気の温度差を検出し、呼吸の有無、呼吸数、呼吸様相等を検出する呼吸センサーに関するものである。

BEST AVAILABLE COPY

(従来技術)

手術後の呼吸管理や新生児の生命維持等において、何らかの手段で呼吸をセンシングしその様相を監視する事は、異常事態の発生に対する迅速な対処、ひいては患者の生存という事項に関して最も重要な役割を果すものである。

この呼吸をセンシングする手段としては、従来例えば、特開昭55-108343号公報や、特開昭56-63341号公報のように胸部のインピーダンスを測定するもの、特公昭58-30047号公報のように胸帯に付属した電気抵抗体の伸縮による抵抗値変化を測定するもの、特開昭50-39544号公報や特開昭59-48106号公報のように呼吸気流の圧力を検知するもの、特開昭58-112529号公報のように呼吸音をマイクで検出するもの、特開昭58-183143号公報のように呼気と吸気の温度の変化をキャパシタンスの変化でとらえるもの、特開昭51-124080号公報、特開昭58-31736号公報、特開昭59-46940号公報、特開昭60-836870号公報等のようにサーミスタ等の温度計を用いて呼気と吸気の温

も大きく、1秒程度でピークに達するが、呼気流速の減少と外気温による冷却のために呼気時間の途中でも下降が始まり、呼気に移行する瞬間には外気の急速な流れによって冷やされ、呼気が始まるまで温度が低下する。したがって、呼気が始まる瞬間であれば比較的検知しやすいが、吸気の始まる瞬間はあまり明確ではない。

(発明の目的)

本発明は、こうした誤作動を回避し、呼吸の減弱した患者でもその呼気、吸気を正確に検知することのできる全く新しいタイプの呼吸センサーを得ることを目的として、種々の感温素子を検討した結果、焦電素子を用いることで最も鋭敏、且つ高出力の呼吸信号を取り出し得ることを見出し、更に研究を進めて本呼吸センサーを完成するに至ったものである。

(発明の構成)

即ち本発明は、呼吸気流の通路内に焦電素子を配設し、該焦電素子により該通路内の温度変化を検出し、該焦電素子を含む電気回路から得られる

特開昭63-11133(2)

度差を検出するもの、また、特開昭58-173534号公報のように胸部インピーダンスと温度の両方を測定するもの等が知られている。

こうした従来の呼吸を検知する手段は、呼吸の有無、呼吸波形、またある種のものは呼吸流量を測定する場合には有効であるが、例えば、筋ジストロフィー等の神経筋疾患患者や慢性呼吸不全患者の呼吸補助を行う場合のように、呼吸を補助するタイミング、すなわち患者が息を吸いたいと思った時に空気または酸素を送り込むトリガーとしては、その呼吸が微弱なために感知できないか、または呼吸に関係ない信号（体動、電磁干渉等）の影響が大きく、結果として誤動作を起すことがしばしばあった。

例えば第4図は、クロメルーアロメル熱電対を鼻先に設置する従来の方法で、正常な呼吸をした時の熱起電力を測定した波形図である。第4図から分かるように、呼気の場合には体温で上昇した空気が感温部に当って、温度が上昇し、上に凸の曲線を描く。温度の上昇は息を吐き始める時が最

も大きく、1秒程度でピークに達するが、呼気流速の減少と外気温による冷却のために呼気時間の途中でも下降が始まり、呼気に移行する瞬間には外気の急速な流れによって冷やされ、呼気が始まるまで温度が低下する。したがって、呼気が始まる瞬間であれば比較的検知しやすいが、吸気の始まる瞬間はあまり明確ではない。

先にも述べたように、筋ジストロフィー、慢性呼吸不全等の患者の呼吸を補助する場合は主として吸気を補助する必要があり、自発呼吸の意思がある場合には、患者が息を吸いたいと思った瞬間に空気を送り込む等の方法で呼吸を補助する、いわゆる患者の呼吸に同調した呼吸補助法が、かかる患者の呼吸補助具からの離脱を早めるといわれている。しかし、吸気の始まるタイミングは上述のことく不明瞭であり、特に呼吸不全に陥っている患者の場合にはその検知は極めて困難である。そこで本発明者らは、この呼吸波形の微分値を取ることによって、温度の変化率の最も高い呼気、吸気の始まりをとらえる事とし、感温素子として呼吸波形の微分波形が得られる焦電素子を用いるのが適していることを見出し本呼吸センサーを完成させたものである。

焦電素子は、温度変化を生じると強誘電体であ

る素子の自発分極の値が変化し、素子の表面電荷が変化する。この時、外部負荷を接続すると電流（焦電流）が流れ、また元の過不足な電荷のない表面状態に戻り、再び温度変化が起るまで電流は流れない。したがって、焦電素子は温度変化があった時にのみ応答する事になり、呼吸センサーとして用いた場合には呼吸波形の微分波形が得られる。したがって、この波形は呼気、吸気の開始時に鋭いピークを生じる形となり、適当な電圧レベルでトリガーをかけることによって、適確に呼気、吸気の開始をとらえる事ができる。しかも、焦電素子はサーミスタや熱電対等の他の感温素子に比べて非常に高い出力が得られるので、増幅を必要としないなど後の信号処理を簡素化できる利点がある。

焦電素子をセンサーとして用いる事の最大の利点は、その高い感度と高出力性にある。例えば、第4図に示したクロメルーアロメル熱電対の出力は $0.04\text{mV}/^{\circ}\text{C}$ 程度であるのに対して、焦電素子の場合にはその種類と大きさによって異なるが例え

あり、また、このような厚みでは割れやすく、支持台への取り付け等の作業性も悪いのに対して、高分子強誘電体材料単体やセラミック焼結体粉末と高分子材料の複合体よりなるフィルムないしシート状物が加工性が良く、厚みが数 $10\mu\text{m}$ 以下の素子も容易に作製することができ、作業性にも富んでいるので好適である。

呼吸センサーの感温素子は、鼻カニューラやマスク等の内部、即ち鼻孔に近接した位置に設置するのが一般的であるが、本発明の焦電素子を用いた呼吸センサーは感度が高いので、呼吸気流が流通する場所であれば、新生児や患者の全身を覆うフード内や酸素テント内に、患者の身体に直接触れない方法で設置しても十分目的を達することが出来る。焦電素子は単位面積当たりの出力が大きいので、鼻カニューラやマスク等の内部に設置する場合は $3\text{mm} \times 3 \sim 8\text{mm}$ 程度の小面積の素子でよく、フードや酸素テント内の上部に設置する場合でも、 $10 \sim 20\mu\text{m} \times 10 \sim 40\mu\text{m}$ 程度の大きさの素子で十分な感度を得ることができる。

特開昭63-11133(3)

ば、 $1.3\text{ mV}/^{\circ}\text{C} \cdot \text{sec}$ という非常に高い出力が得られ、この事実は後の信号処理を非常に簡素化させる。また、前述のようにその出力は温度に関して微分的であり、呼気と吸気の切り替り時期をとらえるにはたいへん有利である。

本発明の呼吸センサーに使用する焦電素子としてはタンタル酸リチウム (LiTaO_3)、トリグリシンサルフェート (TGS) 等の単結晶、チタン酸鉛 (PbTiO_3)、チタン酸ジルコン酸鉛 (PZT) 等の焼結体、ポリフッ化ビニリデン (PVDF) 等の高分子強誘電体、あるいはセラミック焼結体粉末とプラスチック材料との複合体等が挙げられるが、これらに限定されるものではない。しかし、本発明による呼吸センサーの出力の立上りは焦電素子の温度の変化速度によって支配されるため、その熱容量を低下させる目的で厚みをできるだけ薄くした方が応答性は良く、吸呼のタイミングを鋭敏にとらえることができる。このような観点から見ると、単結晶およびセラミック焼結体では素子の厚さは $80 \sim 100\mu\text{m}$ が限界で

第1図は、本発明による呼吸センサーの電気回路の一例を示す回路図である。温度変化によって焦電素子(1) 上に生じる電荷は、その素子の静電容量、抵抗、焦電率等の電気的性質や、大きさ、温度変化の速度等によって左右されるが、一般にそのインピーダンスは $10^8 \sim 10^{11}\Omega$ と高く、これまで検出することはできない。そこで、インピーダンスを変換するバッファーアンプ回路を内蔵したレコーダーを使用するか、または、電解効果型トランジスタ(2) でインピーダンスを低下させる。その出力インピーダンスは出力抵抗(4) によって決定されるが、通常 $10^3 \sim 10^5\Omega$ 程度とするのが望ましい。コンデンサ(5) は、得られた信号の高周波成分、すなわち変化率の大きい時点における信号成分を優先的に通過させるためのもので、その容量の大きさによって得られる波形が異なる。従って、使用するコンデンサの容量は目的に応じて決定すればよく、また、コンデンサ(5) を使用しない場合もある。

一方、第1図に示したように焦電素子(1) に電

BEST AVAILABLE COPY

界効果型トランジスタ(2)および出力抵抗(4)を組合せて用いる場合、各素子間を結ぶリード線がアンテナの働きをして外部からのノイズが入り、正確な温度変化の検出に支障を来たすことが予想される。しかし、焦電素子の出力が大きいので、第2図に示した実施例のように焦電素子(6)、電界効果型トランジスタ(7)、および出力抵抗(8)を1個の部品としてコンパクトにまとめることによって、外部からのノイズの影響は殆ど無視することができるが、焦電素子(6)、電界効果型トランジスタ(7)および出力抵抗(8)から成る電気回路系全体を導電体材料の層で囲んで外部からの電磁波を遮断(電磁波シールド)すれば、より万全を期することができる。一個の部品として形成する場合の、第2図の外套(9)の材質としてはプラスチック、ゴム、金属等が使用でき、特に限定されるものではなく、金属等の導電体材料を用いれば電磁波シールド材を兼ねることもでき有効である。ただ、患者の身体に直接触れるため金属では冷たさの問題があり、プラスチックもしくはゴム等を

特開昭63-11133(4)

用いるのが好ましく、金属を用いる場合はプラスチックもしくはゴム等で被覆するのが良い。また、導電性のプラスチックもしくはゴムを用いれば電磁波シールドを兼ねることができるのでより効果的である。

第2図の実施例のように1個の部品としてコンパクトにまとめる方法の他、先に述べたようにカード内や酸素テント内に設置する場合には、夫々別個の部品として設置してもよい。これらの場合に使用する電磁波シールドのための導電体材料としては、アルミニウム、銅、鉄等の金属板で作った函状もしくは缶状体、金属線から作った網状体、金属板を型抜きして作った金属メッシュ、エキスバンドメタル、導電性プラスチック(成形品、フィルム、シートなど)、導電性塗料等が使用でき、特に限定されるものではなく、電磁波シールド部の配置や形状によって適宜選択すればよい。

尚、本発明による呼吸センサーは、呼吸のセンシングを必要とする広範囲の医療用機器に適用可能であり、応用例としては、呼吸補助装置、呼吸

モニター、無呼吸監視装置、麻酔器、保育器、酸素投与システム、ベンチレータ、人工呼吸器、X線撮影装置(胸部X線撮影時のタイミング同調)、呼吸疾患のリハビリテーション用練習器、生体に刺激を与える各種治療装置の呼吸との同調等が挙げられる。焦電素子の材質、形態、大きさ、信号処理の方法は、その用途によって様々である。

以下、図面により本発明の呼吸センサーの具体例について説明する。

第2図は本発明の一実施例となる呼吸センサーの構造を示す図で、(a)は側面の断面図、(b)は下面図である。本実施例は鼻カニューラ型の呼吸センサーで、酸素供給が必要なほど重篤ではなく、空気だけで良い場合に、鼻に装置するだけで呼吸監視、あるいは呼吸補助等のタイミングセンサーとして使用できるタイプのものである。

本実施例における呼吸センサーは、鼻孔へ挿入する2つの導管(11)とそれに対向する側に外気へ通じる呼吸気口(12)を有し、両側に頭部で支持固定するための支持具(13)を取付けた外套(9)内に

焦電素子(1)、電界効果型トランジスタ(以下、FETと記す)(7)、出力抵抗(8)および、シールド用金属メッシュ(10)を配置したもので、FET(7)から出ている3本の導線(14)は信号出力、FET(7)の電源およびアース用である。FET(7)および出力抵抗(8)は呼気中の水分が凝縮して生ずる水滴から防護するため、呼吸センサーの一端に防滴隔壁(15)によって隔離された小部屋の中に設置されており、3本の導線(14)は支持具(13)に沿ってあるいはその中を通って導かれ、測定器に接続されている。支持具(13)は、軟質塗化ビニル樹脂等で作られた管を頭部に巻きつけ固定できるような形態をとるか、眼鏡等のように耳にかけるようにしても良い。尚、第1図に示した直流電源(3)およびコンテンツ(5)は、測定器の中に設けられている。

吸気時には、外套(9)に開孔している呼吸気口(12)より空気が流入し、シールド用金属メッシュ(10)を通して焦電素子(6)に当り、呼気によって

特開昭63-11133(5)

暖められた焦電素子(6)を冷却する。この空気は左右に分かれて鼻孔へ通じる導管(11)へ導かれ、体内へ流入する。逆に呼気時には、これと全く反対の経過で、体温によって暖められた呼気が排出され、焦電素子(6)を加温する。

測定を始める前に、第1図に示したコンデンサ(5)の容量を目的に応じて決定し挿入することにより、第3図に示すような呼吸波形が得られた。第3図(a)は、コンデンサ(5)を挿入しなかった時の波形であり、呼気によって暖められた瞬間マイナスのピークを生じ、吸気時にプラスに転じる。この時には周波数の低い成分も入ってくるために、吸気開始時の検出には向きである。第3図(b)は、0.15μFのコンデンサを挿入した時の波形で、吸気時の低周波数成分は除かれるが呼気時にプラス側へオーバーシュートする傾向が見られた。

第3図(c)は、10μFのコンデンサを挿入した時の波形で、呼気開始時マイナスピークの後、基線にもどり、吸気開始と同時にプラスのピークが出現し再び基線にもどるという、理想的な微分波

形が得られた。以上の結果から本実施例の呼吸センサーを例えば呼吸補助の目的に使用する場合には、約10μFのコンデンサを用いることによって、吸気の始まりを正確にとらえ、補助を開始することができる事が分かる。

(発明の効果)

本発明による呼吸センサーは、呼気、吸気を非常に正確、且つ高感度に検出することができ、従来の呼吸センサーでは難しかった呼吸不全患者のための呼吸補助の開発装置として大いにその効果を發揮するものであり、さらに、保育器、X線撮影、種々の刺激的治療法等にも応用可能である。また、医学的な応用のみならず、吹奏楽器等他分野への応用も期待でき、工業上極めて有用なものである。

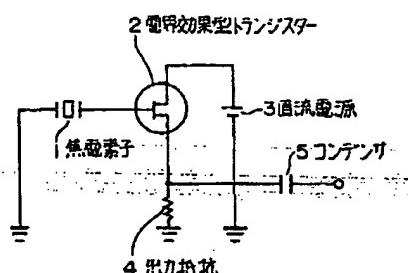
4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明による呼吸センサーの電気回路の一例を示す回路図、第2図は本発明の一実施例となる呼吸センサーの構造を示す図で、(a)は断面図、(b)は下面図である。第3図は本発明の呼

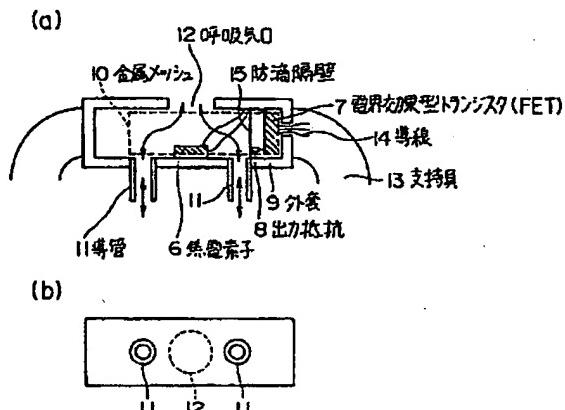
吸センサーによって測定された呼吸波形図で、(a)はコンデンサを挿入しない場合、(b)は0.15μFのコンデンサを挿入した場合、(c)は10μFのコンデンサを挿入した場合の波形図である。また、第4図はクロメルーアロメル熱電対を使用した従来の呼吸センサーによる熱起電力の波形図である。

特許出願人 住友ベークライト株式会社

第1図



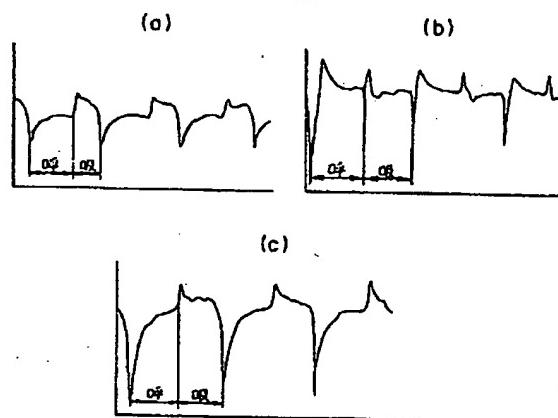
第2図



BEST AVAILABLE COPY

特開昭63-11133(6)

第3図



第4図

